

**Easily manipulated low energy consumption endoscope for medical and particularly dental use, comprises light source, video sensor, electronic signal forming circuit in one rod with detachable head**

**Patent number:** FR2783611 (A1)

**Publication date:** 2000-03-24

**Inventor(s):** FORT FRANCOIS +

**Applicant(s):** FORT FIBRES OPTIQUES RECH TECH [FR] +

**Classification:**

**- international:** A61B1/24; G02B23/24; A61B1/04; A61B5/00; A61B1/24; G02B23/24; A61B1/04; A61B5/00; (IPC1-7): A61B1/05; A61B1/07; A61B1/24; G02B23/26

**- european:** A61B1/24B; G02B23/24B5F

**Application number:** FR19980011872 19980923

**Priority number(s):** FR19980011872 19980923

**Also published as:**

FR2783611 (B1)

**Cited documents:**

US5523782 (A)

EP0573158 (A1)

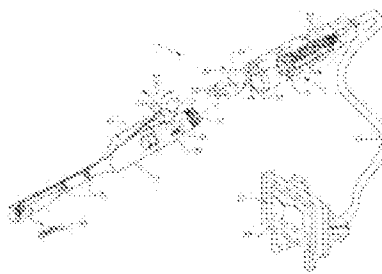
US5735794 (A)

US5528432 (A)

US4858001 (A)

**Abstract of FR 2783611 (A1)**

An endoscope (1) particularly suited to dental use is designed as a rod consisting of a sleeve (3) and a detachable interchangeable optical head (5). The sleeve contains a video sensor (7), preferably a charge coupled video sensor, and an associated electronic signal forming circuit (9). Illumination is provided by halogen lamps (11) and light guides (17). A cable (13) delivers power and conveys an image (37) to a screen (39).



.....  
Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

(11) N° de publication : 2 783 611

(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : 98 11872

(51) Int Cl<sup>7</sup> : G 02 B 23/26, A 61 B 1/05, 1/07, 1/24

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 23.09.98.

(30) Priorité :

(43) Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 24.03.00 Bulletin 00/12.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

(60) Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

(71) Demandeur(s) : FORT FIBRES OPTIQUES RECHER-  
CHE ET TECHNOLOGIE Société anonyme — FR.

(72) Inventeur(s) : FORT FRANCOIS.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : CABINET ORES.

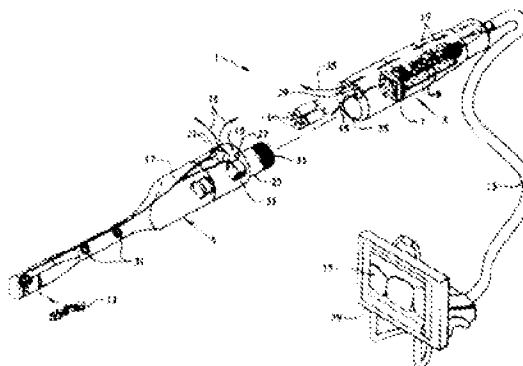
(54) ENDOSCOPE VIDEO.

(57) La présente invention se rapporte principalement à un  
endoscope, notamment à un endoscope vidéo compact  
pour usage médical, par exemple dentaire.

Un endoscope selon la présente invention comporte une  
source de lumière (11) incorporée dans la canne de prise de  
vue.

La présente invention s'applique notamment à la visuali-  
sation des objets difficilement accessibles.

La présente invention s'applique principalement à l'ima-  
gerie médicale, notamment à l'endoscopie dentaire.



FR 2 783 611 - A1



## ENDOSCOPE VIDEO

La présente invention se rapporte principalement à un endoscope, notamment à un endoscope vidéo compact pour usage médical, par exemple dentaire.

5 Les endoscopes de type connu comportent, d'une part, un boîtier muni de source de lumière destinée à éclairer l'objet à visualiser ainsi qu'une électronique de mise en forme du signal vidéo relié par un câble à une canne comportant un capteur vidéo et son optique associée. Le câble comporte d'une part des fibres optiques de grande longueur, par  
10 exemple égale à 1,8 m, les câbles électriques d'alimentation du capteur vidéo, des câbles de transmission des signaux de commande et des câbles reliant la sortie du capteur vidéo à l'entrée des moyens de mise en forme du signal.

Les endoscopes de type connu présentent de nombreux  
15 inconvénients. Tout d'abord, le boîtier et le câble sont lourds et ne permettent pas un maniement aisé de la canne portant le capteur vidéo. D'autre part, les endoscopes de type connu ont une consommation électrique élevée et un échauffement important.

De plus, la continuité des fibres optiques d'amenée de  
20 lumière jusqu'à l'extrémité de la canne ne permet pas le changement d'optiques pour s'adapter de manière optimale aux objets à visualiser.

C'est par conséquent un but de la présente invention d'offrir un endoscope compact.

C'est également un but de la présente invention d'offrir un  
25 endoscope maniable.

C'est aussi un but de la présente invention d'offrir un endoscope ayant une faible consommation électrique.

C'est également un but de la présente invention d'offrir un endoscope ayant une construction simple.

30 C'est aussi un but de la présente invention d'offrir un endoscope modulaire permettant de modifier l'optique de prise de vue.

C'est aussi un but de la présente invention d'offrir un endoscope susceptible de s'adapter à divers moyens de visualisation ou d'enregistrement d'images.

Ces buts sont atteints par un endoscope selon la présente invention comportant une source de lumière incorporée dans la canne de prise de vue.

5 L'invention a principalement pour objet un endoscope comportant une source de lumière et une canne dont au moins l'extrémité distale est susceptible de pénétrer dans une cavité comportant des objets à visualiser, ladite canne comprenant un capteur vidéo, caractérisé en ce que la source de lumière est incorporée dans la canne portant le capteur vidéo.

10 L'invention a aussi pour objet un endoscope, caractérisé en ce que la canne comporte un circuit électronique de mise en forme du signal délivré par le capteur vidéo de manière à le rendre exploitable par un dispositif d'affichage, d'enregistrement ou de traitement.

15 L'invention a également pour objet un endoscope, caractérisé en ce que la source de lumière comporte au moins une lampe à incandescence située entre les extrémités distale et proximale de la canne et en ce que la canne comporte des fibres optiques d'amenée de lumière entre la lampe et l'extrémité distale de la canne ayant une longueur comprise entre 4 cm et 20 cm, de préférence entre 6 cm et 14 cm ou de  
20 manière encore préférée entre 8 cm et 12 cm.

L'invention a aussi pour objet un endoscope, caractérisé en ce que la lampe est une lampe à incandescence miniature comportant une lentille frontale de focalisation.

25 L'invention a également pour objet un endoscope, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de refroidissement de la source de lumière par circulation forcée d'air.

L'invention a aussi pour objet un endoscope, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur vidéo, notamment de type circuit à couplage de charges, situé à proximité de l'extrémité proximale de la canne.

30 L'invention a également pour objet un endoscope, caractérisé en ce que la canne est séparable pour former un manche et une tête optique résistante à des températures élevées régnant dans un autoclave.

35 L'invention a aussi pour objet un endoscope, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur vidéo, de préférence du type circuit à couplage de charges, situé à proximité de l'extrémité distale de la canne.

L'invention a également pour objet un endoscope, caractérisé en ce qu'il comporte une source de lumière disposée à proximité de l'extrémité distale de la canne.

5 L'invention a aussi pour objet un endoscope, caractérisé en ce que la source de lumière présente une dissipation thermique faible.

L'invention a également pour objet un endoscope, caractérisé en ce que la source de lumière comporte des diodes électroluminescentes de couleurs primaires, notamment des diodes rouges, vertes et bleues.

10 L'invention a aussi pour objet un endoscope, caractérisé en ce que ledit endoscope est un endoscope dentaire.

L'invention a également pour objet un endoscope, caractérisé en ce que ledit endoscope comporte une canne flexible par rapport à son axe longitudinal.

15 L'invention sera mieux comprise au moyen de la description ci-après et des figures annexées données comme des exemples non limitatifs et sur lesquels :

- la figure 1 est une vue en perspective de l'exemple préféré de réalisation de l'endoscope selon la présente invention démonté ;
- 20 - la figure 2 est une vue analogue d'une première variante de réalisation de l'endoscope selon la présente invention démonté ;
- la figure 3 est une vue analogue d'une deuxième variante de réalisation d'un endoscope selon la présente invention ;
- la figure 4 est une vue analogue d'une troisième variante de réalisation d'un endoscope selon la présente invention ;
- 25 - la figure 5 est un schéma d'un premier mode de réalisation de l'interface de signaux de sortie de l'endoscope selon la présente invention ;
- la figure 6 est un schéma d'un deuxième mode de réalisation de l'interface de signaux de sortie de l'endoscope selon la présente invention ;
- 30 - la figure 7 est un schéma d'un troisième mode de réalisation de l'interface de signaux de sortie de l'endoscope selon la présente invention ;

- la figure 8 est un schéma d'un quatrième mode de réalisation de l'interface de signaux de sortie de l'endoscope selon la présente invention ;

5 - la figure 9 est un schéma d'un cinquième mode de réalisation de l'interface de signaux de sortie de l'endoscope selon la présente invention.

Sur les figures 1 à 9, on a utilisé les mêmes références pour désigner les mêmes éléments.

Sur la figure 1, on peut voir l'exemple préféré de réalisation  
10 d'un endoscope 1 selon la présente invention comportant une canne composée d'un manche 3 et une tête optique 5 avantageusement interchangeable. La canne 3 comporte d'une part un capteur vidéo 7, avantageusement à semi-conducteurs, de préférence de type circuit à couplage de charges (CCD en terminologie anglo-saxonne) associé à son  
15 électronique de mise en forme de signal 9, dont des exemples de réalisation seront expliqués en référence aux figures 5 à 9 et un dispositif d'éclairage ou source de lumière 11.

Le manche 3 est d'autre part relié à un câble 13 assurant l'alimentation électrique, de préférence basse tension et/ou la sortie du  
20 signal vidéo d'affichage. En variante, le manche 3 peut comporter une alimentation électrique autonome, par exemple par des piles ou des accumulateurs rechargeables. De même, le manche 7 peut comporter des moyens de transmission du signal sans fil dont un exemple est illustré sur la figure 9. Dans un tel cas, le manche 3, dépourvu de câble 13 est  
25 particulièrement maniable. Le manche 3 peut comporter en outre des commutateurs de commande comme par exemple un interrupteur marche/arrêt (non représenté).

La source lumineuse 11 à mettre en oeuvre dépend de l'intensité lumineuse désirée, des pertes optiques dans l'éclairement et  
30 l'acquisition de l'image et de la sensibilité du capteur 7.

L'exemple préféré illustré sur la figure 1 comporte deux lampes halogènes à incandescence focalisées ayant chacune une puissance de 4 W et un diamètre inférieur ou égal à 3 mm. Avantageusement, on utilise des lampes vendues sous la dénomination  
35 ORBITEC comportant des lentilles frontales de focalisation de la lumière facilitant la pénétration de la lumière dans des entrées 15 de deux guides

de lumière 17, de préférence à fibres optiques. Les fibres optiques 17 ont une longueur comprise entre 4 cm et 20 cm, de préférence entre 6 cm et 14 cm, de manière préférée entre 8 cm et 12 cm, par exemple égale à 9, 10 ou 11 cm. La mise en oeuvre de fibres optiques courtes occasionne des pertes de lumière très faibles par rapport à celles occasionnées dans les endoscopes classiques ayant typiquement des fibres optiques de 1,8 m de longueur.

Le dispositif d'éclairage 11 comporte, en outre, avantageusement, un dispositif de refroidissement muni d'une turbine (non représentée) de circulation forcée d'air 35 entrant par des fentes 19 situées du côté proximal du manche et sortant par des ouvertures sensiblement circulaires 21 pratiquées dans la tête optique 5. Toutefois, d'autres modes de refroidissement, comme par exemple refroidissement par rayonnement mettant en oeuvre un radiateur, ou par convection, ne sortent pas du cadre de la présente invention.

La tête optique 5 comporte d'une part des moyens d'accouplement mécanique, comme par exemple un cylindre 23 formant barillet arrière du système optique, complémentaire d'une ouverture cylindrique 25 pratiquée dans le manche 3 et un trou cylindrique 27 de réception d'un pion 29 du manche 3. Un train de lentille 31 éventuellement complété par des miroirs ou prismes permettent de former l'image d'un objet à visualiser, par exemple des dents 33 sur le capteur vidéo 7.

Les fibres optiques 17 assurent l'amenée de la lumière produite par la source de lumière 11 à proximité de l'extrémité distale de l'endoscope pour éclairer l'objet à observer.

La mise en oeuvre des têtes optiques interchangeables permet d'une part de stériliser la tête optique en autoclave, cette tête étant dépourvue de tout composant sensible à la température et, d'autre part, de changer la tête 5 pour un usage particulier. Par exemple, la tête 5 illustrée, particulièrement bien adaptée à l'endoscopie dentaire, peut être remplacée par un objectif permettant de prendre des photos ou de filmer des patients ou par une tête mieux adaptée à l'usage ORL, en urologie ou en endoscopie industrielle. De plus, les têtes interchangeables permettent de réduire le nombre de références à maintenir au catalogue pour divers types d'endoscopes susceptibles d'être commercialisés. Le manche 3 est

sensiblement étanche, ce qui permet sa désinfection en le plongeant dans une solution désinfectante.

Toutefois, il est bien entendu que la réalisation d'endoscopes à cannes monoblocs ne sort pas du cadre de la présente invention. Par exemple, on peut réaliser un endoscope monobloc en solidarisant de manière définitive la tête optique 5 et le manche 3 de l'endoscope 1 de la figure 1. Toutefois, il peut s'avérer avantageux de disposer dans un endoscope monobloc (figure 3) ou même dans un endoscope démontable (figure 2) le capteur 7 en position distale, à proximité d'une ouverture de prise de vues, ce qui permet de simplifier l'optique de formation d'image. L'exemple illustré sur la figure 2 comporte un système d'éclairage analogue à celui de la figure 1 avec deux lampes 11 refroidies par une turbine, le flux d'air de refroidissement étant symbolisé par les flèches 35. Cette solution permet la mise en oeuvre de capteurs vidéo couleur de sensibilité moyenne de faible coût de revient, tout en conservant une excellente fidélité de couleurs facilitant l'interprétation d'une image 37 formée sur un moniteur 39. Il est à noter que comme dans le cas de l'endoscope 1 des figures 1 et 2, les sorties 21 d'air chaud sont situées en dehors de la bouche du patient.

Sur la figure 3, on peut voir une variante de réalisation mettant en oeuvre une source de lumière 11 dégageant peu de chaleur, ce qui permet son introduction à proximité des objets à visualiser, notamment à l'extrémité distale de l'endoscope 1 à proximité du capteur 7.

Le faible dégagement de chaleur à l'extrémité distale de la canne compatible avec son introduction dans la bouche du patient résulte du choix de source d'éclairage adaptée, éventuellement complétée par des drains thermiques dirigés vers l'extrémité proximale de l'endoscope 1. On peut par exemple utiliser des lampes à incandescence de très faible puissance et de très bon rendement. Toutefois, dans l'exemple préféré illustré, on utilise des diodes électroluminescentes (LED en terminologie anglo-saxonne). Bien que la mise en oeuvre de capteurs vidéo 7 noirs et blancs ne sort pas du cadre de la présente invention, il est préférable d'utiliser un capteur couleur, ce qui facilite l'interprétation de l'image 37. L'éclairage d'une image couleur peut être obtenue en utilisant des sources de lumière 11 comportant un ou plusieurs ensembles de diodes électroluminescentes, chaque ensemble comportant une diode rouge, une



diode verte et une diode bleue correspondant aux filtres des photosites couleurs du capteur vidéo 7. Le nombre d'ensemble de diodes électroluminescentes dépend des intensités lumineuses émises par chacune des diodes électroluminescentes ainsi que de la sensibilité du capteur vidéo 7. Ainsi, il est particulièrement avantageux d'utiliser des capteurs vidéo de sensibilité très élevée.

En variante, on utilise un capteur vidéo 7 monochrome avantageusement associé à un éclairage séquentiel par les diodes électroluminescentes rouge, bleue et verte assurant la formation des trois images en couleurs primaires permettant la formation d'une image couleur. Avantageusement, on met en oeuvre un capteur monochrome de faible prix de revient, de grande sensibilité et/ou de résolution élevée.

L'endoscope selon la présente invention comporte typiquement une coque rigide externe réalisée par exemple en matière plastique. Une variante de réalisation correspondant avantageusement aux endoscopes des figures 2 ou 3 équipés d'un capteur vidéo 7 situé à proximité de l'extrémité distale de la canne comporte une coque flexible par rapport à l'axe longitudinal de la canne de manière à faciliter ou à rendre possible l'accès de la tête optique dans des endroits courbes ou dont l'accès nécessite d'emprunter un coude. Utilisés en endoscopie médicale, de tels endoscopes facilitent et rendent moins pénible l'examen des divers organes du patient. Utilisés en endoscopie industrielle, de tels endoscopes à canne flexible permettent de visualiser des endroits inaccessibles aux endoscopes rigides.

L'endoscope flexible comporte par exemple des gaines flexibles en plastique, par exemple en polyuréthane, avantageusement armées par une armature flexible par rapport à l'axe longitudinal augmentant la résistance à l'écrasement de la gaine externe. Dans l'exemple préféré de réalisation d'un endoscope flexible selon la présente invention, la gaine, notamment en polyuréthane, est armée d'un ressort spiralé dont l'axe, au repos, est de préférence confondu avec l'axe longitudinal de la canne. Les sources de lumière 11 ainsi que le capteur vidéo 7 sont avantageusement placés dans une capsule, par exemple métallique, collée sur l'extrémité distale de la gaine. Dans un exemple de réalisation, la capsule rigide a 10 mm de longueur, la canne flexible ayant

avantageusement une longueur supérieure à celle des endoscopes dentaires illustrés.

Sur la figure 4, on peut voir une variante de réalisation mettant en oeuvre une source de lumière 11 dégageant peu de chaleur  
5 avantageusement mettant en oeuvre des diodes électroluminescentes rouges, bleues et vertes (analogues à celles mises en oeuvre dans l'endoscope de la figure 3), associées à un capteur vidéo 7 disposé dans le manche 3 (analogue au capteur de la figure 1). Avantageusement, l'endoscope de la figure 4 est séparable entre un manche 3 contenant  
10 l'électronique 9 et le capteur vidéo 7 et une tête optique comportant les moyens d'éclairage et une partie du train de lentille de formation d'images sur le capteur vidéo 7.

Il est bien entendu que la mise en oeuvre d'endoscope 1 des figures 3 ou 4 séparables entre un manche contenant l'électronique 9  
15 et une tête optique comportant le capteur vidéo 7 ne sort pas du cadre de la présente invention.

Sur la figure 5, on peut voir un premier exemple du dispositif de traitement du signal fourni par le capteur 7, exemple dans lequel le circuit 9 du traitement du signal assure son amplification et/ou un  
20 changement de fréquence permettant son affichage direct sur un moniteur analogique. De plus, un signal vidéo basse fréquence peut être transmis sur une paire de fils électriques, ce qui simplifie la construction du câble 13. L'exemple du circuit de traitement d'images de la figure 6 comporte un modulateur 43 fournissant sur une sortie 45 un signal vidéo composite  
25 modulé par exemple au standard SECAM, NTSC ou avantageusement PAL et/ou, sur une sortie 47, un signal vidéo à composantes de luminescence et chrominance séparées (Y/C en terminologie anglo-saxonne). Le modulateur 43 peut en outre comporter une sortie (non représentée) d'un signal vidéo basse fréquence.

30 Le signal composite, le signal vidéo non modulé, le signal vidéo basse fréquence peuvent être raccordés à un moniteur vidéo, ou aux étages basse fréquence d'un magnétoscope ou d'un téléviseur (par exemple par la prise dite "PERITELEVISION"), la sortie 45 peut être reliée à l'entrée d'antenne d'un magnétoscope ou d'un téléviseur alors que la  
35 sortie 47 peut être reliée à l'entrée Y/C d'un téléviseur ou d'un

magnétoscope, notamment d'un magnétoscope au standard S VHS ou d'un magnétoscope au standard Hi8.

Sur la figure 7, le circuit électronique 9 comporte un convertisseur analogique-numérique 49 délivrant un signal vidéo numérique particulièrement bien adapté à l'affichage sur des écrans à cristaux liquides (LCD en terminologie anglo-saxonne) à interface numérique. Il peut s'agir d'écrans à cristaux liquides dépourvus d'interface analogique et de convertisseurs analogiques numériques ou d'écrans comportant outre une interface analogique une entrée numérique située en aval de l'interface analogique.

Sur la figure 8, on peut voir un circuit de traitement de signal 9 comportant un convertisseur analogique-numérique 49 dont la sortie est reliée à l'entrée d'une carte vidéo 51 comprenant une mémoire de trame 53 avantageusement associée à un processeur graphique 55, la sortie de la mémoire de trame 53 étant reliée à un convertisseur numérique analogique 57 délivrant sur une sortie 59 un signal de type S VGA (ou super video graphic adapter en terminologie anglo-saxonne) susceptible d'être affiché par un moniteur informatique. Avantageusement, des moyens de commande permettent de sélectionner la résolution d'affichage pour adapter la résolution d'images délivrées par le capteur vidéo 7 à la résolution optimale d'affichage de l'écran. Le dispositif de la figure 8 comporte avantageusement, en outre, une sortie numérique 60 permettant l'affichage optimisé sur un écran à cristaux liquides comportant une interface numérique.

Sur la figure 9, on peut voir un exemple de dispositif de traitement du signal 9 permettant la transmission sans fil d'images vidéo jusqu'à un dispositif de réception placé à proximité, la transmission se faisant avantageusement sur une distance comprise entre 1 et 10 m ou plus.

Le dispositif 9 comporte un modulateur haute fréquence 61 dont l'entrée est connectée directement ou par l'intermédiaire d'un circuit d'adaptation (non représenté) à la sortie vidéo du capteur 7 et dont la sortie est connectée par l'intermédiaire d'un amplificateur 63 à une antenne d'émission 65. Un dispositif de réception 67 comporte une antenne de réception 69 connectée à un démodulateur 71 dont la sortie 73 est

connectée à des moyens d'affichage, d'enregistrement, de traitement et/ou d'adaptation d'images.

Il est bien entendu que la présente invention n'est pas limitée à l'utilisation de liaisons sans fil haute fréquence utilisant les ondes radio, mais s'étend également à l'utilisation d'autres types d'ondes comme par exemple les ondes infrarouges.

Les signes issus des endoscopes selon la présente invention sont susceptibles d'être traités par des ordinateurs. Par exemple les signaux composites provenant de la sortie 45 ou les signaux Y/C provenant de la sortie 47 sont susceptibles d'être traités par une carte de réception de télévision (tuner TV en terminologie anglo-saxonne) ou une carte de capture vidéo d'un ordinateur personnel, alors que les signaux vidéo numériques délivrés par le convertisseur analogique numérique 49 sont susceptibles d'être traités par une carte d'acquisition numérique.

La présente invention s'applique notamment à la visualisation des objets difficilement accessibles.

La présente invention s'applique principalement à l'imagerie médicale, notamment à l'endoscopie dentaire.

**REVENDECATIONS**

1. Endoscope comportant une source de lumière (11) et une canne dont au moins l'extrémité distale est susceptible de pénétrer dans une cavité comportant des objets à visualiser (33), ladite canne  
5 comprenant un capteur vidéo (7), caractérisé en ce que la source de lumière (11) est incorporée dans la canne portant le capteur vidéo (7).

2. Endoscope selon la revendication 1, caractérisé en ce que la canne comporte un circuit électronique (9) de mise en forme du signal délivré par le capteur vidéo (7) de manière à le rendre exploitable  
10 par un dispositif d'affichage (39), d'enregistrement ou de traitement.

3. Endoscope selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que la source de lumière (11) comporte au moins une lampe à incandescence située entre les extrémités distale et proximale de la canne et en ce que la canne comporte des fibres optiques (17) d'amenée de  
15 lumière entre la lampe (11) et l'extrémité distale de la canne ayant une longueur comprise entre 4 cm et 20 cm, de préférence entre 6 cm et 14 cm ou de manière encore préférée entre 8 cm et 12 cm.

4. Endoscope selon la revendication 3, caractérisé en ce que la lampe (11) est une lampe à incandescence miniature comportant  
20 une lentille frontale de focalisation.

5. Endoscope selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (19, 21) de refroidissement de la source de lumière (11) par circulation forcée d'air  
(35).

25 6. Endoscope selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur vidéo (7), notamment de type circuit à couplage de charges, situé à proximité de l'extrémité proximale de la canne.

7. Endoscope selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la canne est séparable pour former un  
30 manche (3) et une tête optique (5) résistante à des températures élevées régnant dans un autoclave.

8. Endoscope selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur vidéo (7), de préférence du  
35 type circuit à couplage de charges, situé à proximité de l'extrémité distale de la canne.

9. Endoscope selon l'une quelconque des revendications 1, 2, 6, 7 ou 8, caractérisé en ce qu'il comporte une source de lumière (11) disposée à proximité de l'extrémité distale de la canne.

5 10. Endoscope selon la revendication 9, caractérisé en ce que la source de lumière (11) présente une dissipation thermique faible.

11. Endoscope selon la revendication 9 ou 10, caractérisé en ce que la source de lumière comporte des diodes électroluminescentes de couleurs primaires, notamment des diodes rouges, vertes et bleues.

10 12. Endoscope selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que ledit endoscope est un endoscope dentaire.

13. Endoscope selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que ledit endoscope comporte une canne flexible par rapport à son axe longitudinal.

1 / 5

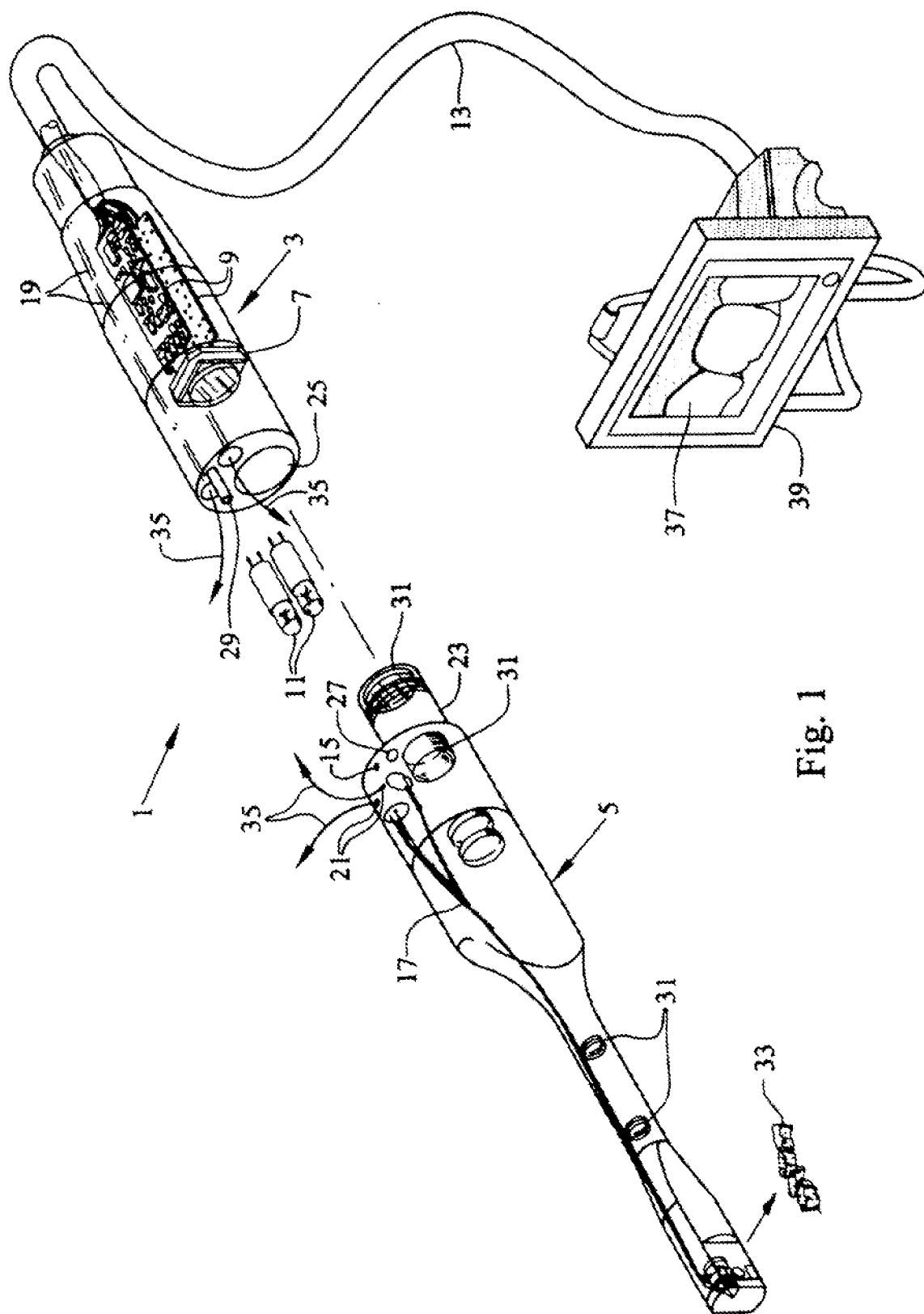
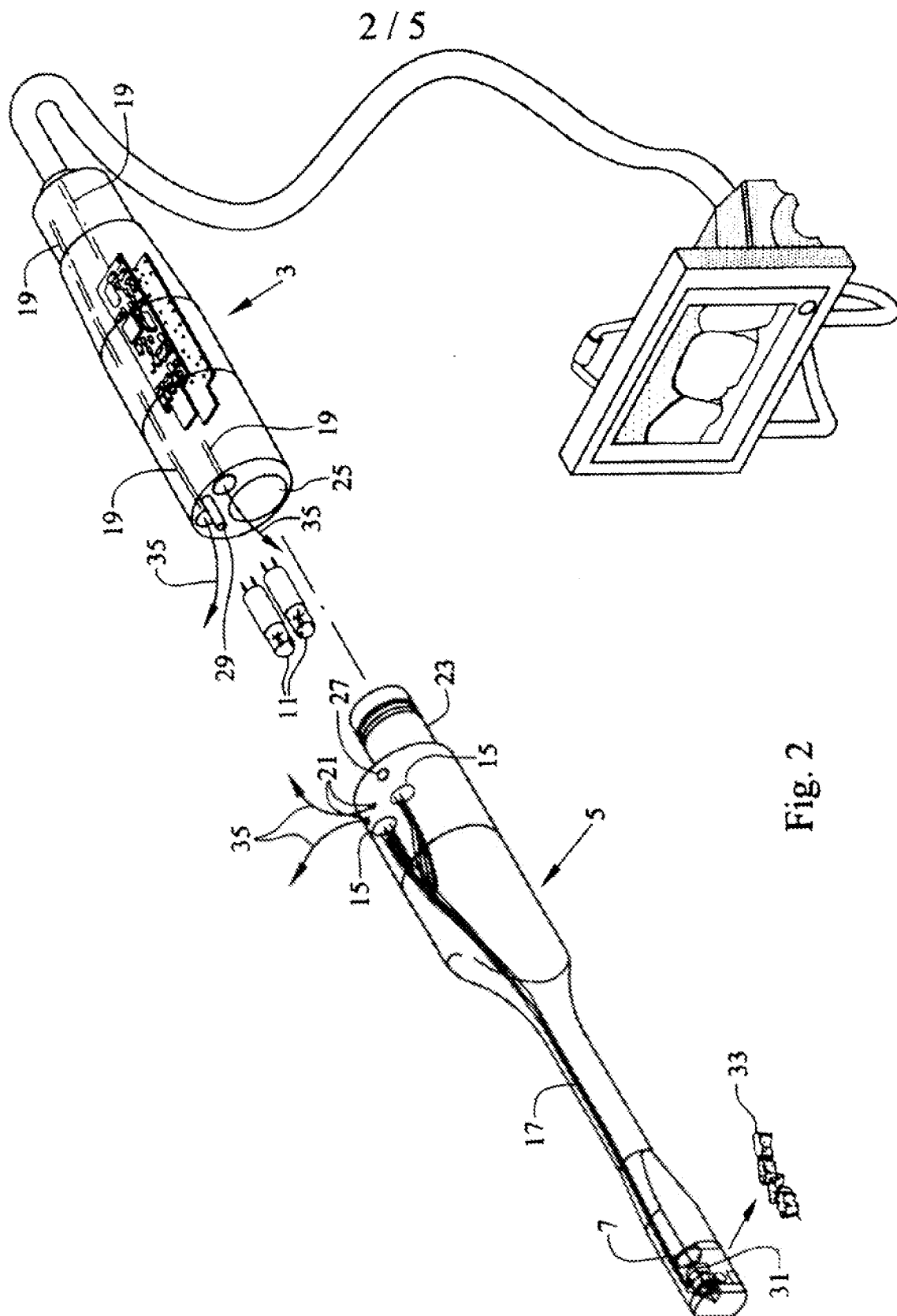


Fig. 1





3 / 5

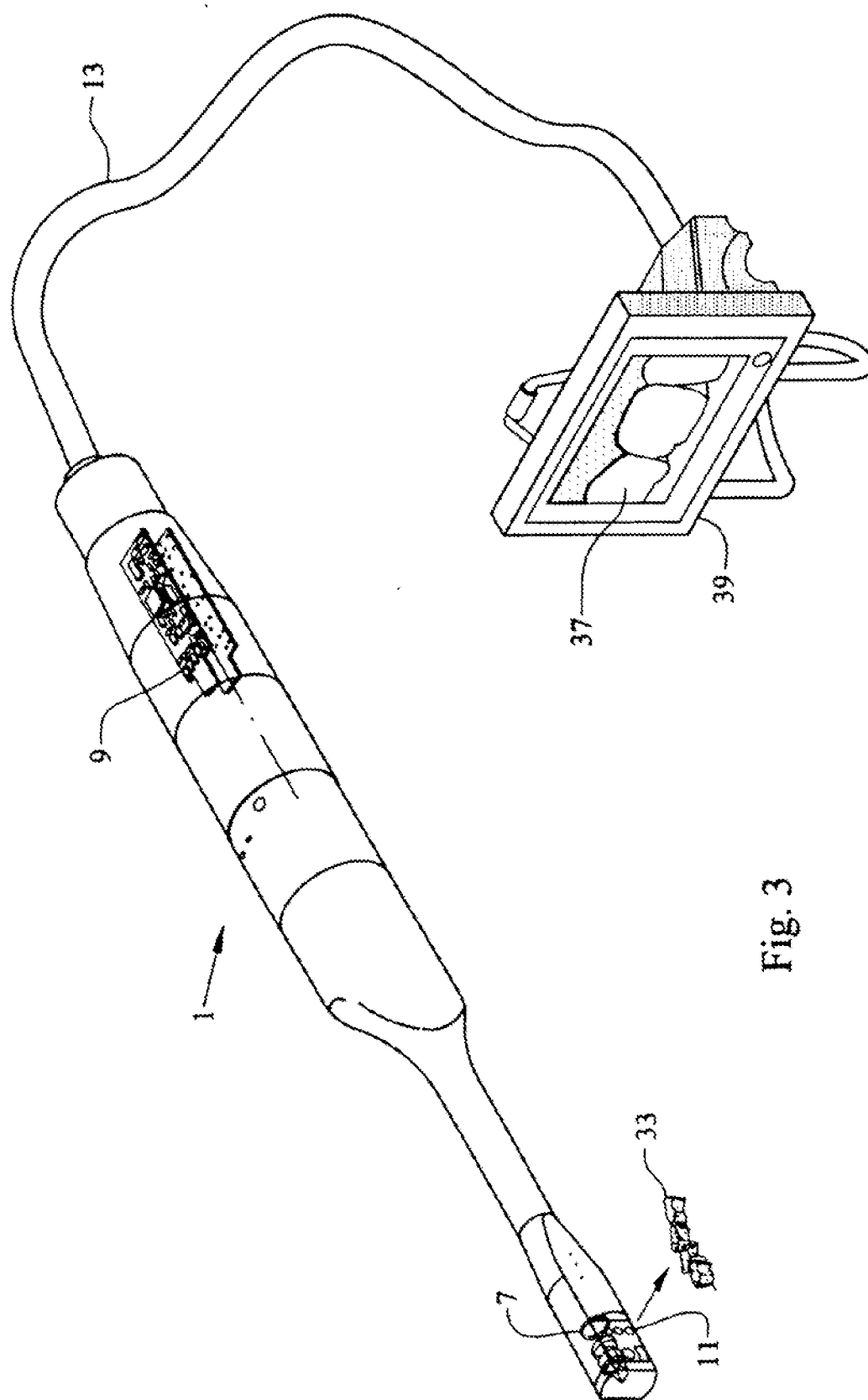


Fig. 3

4/5

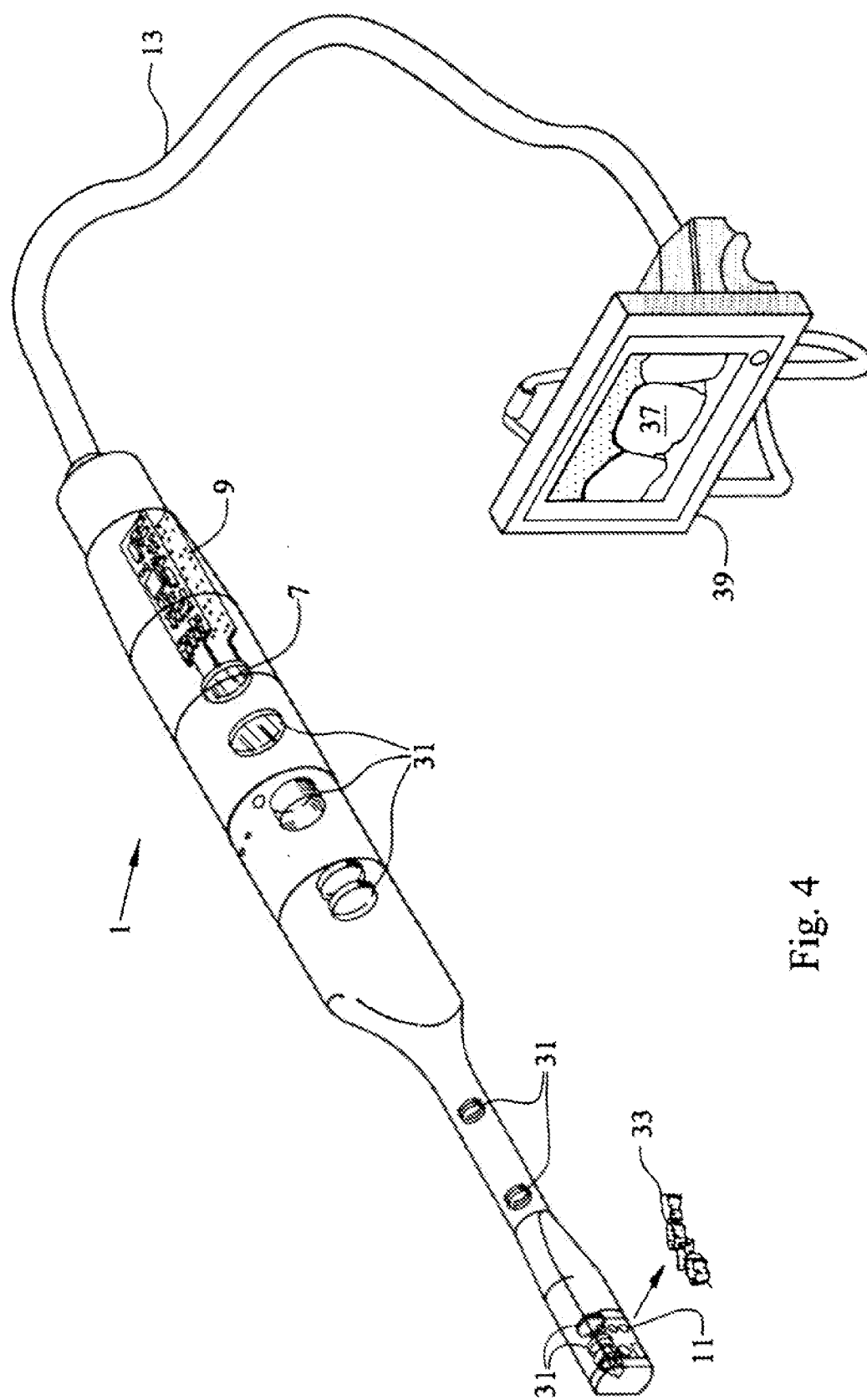
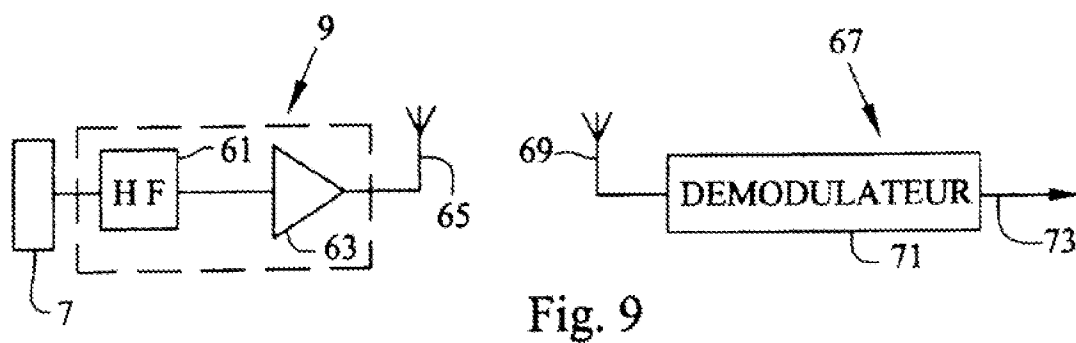
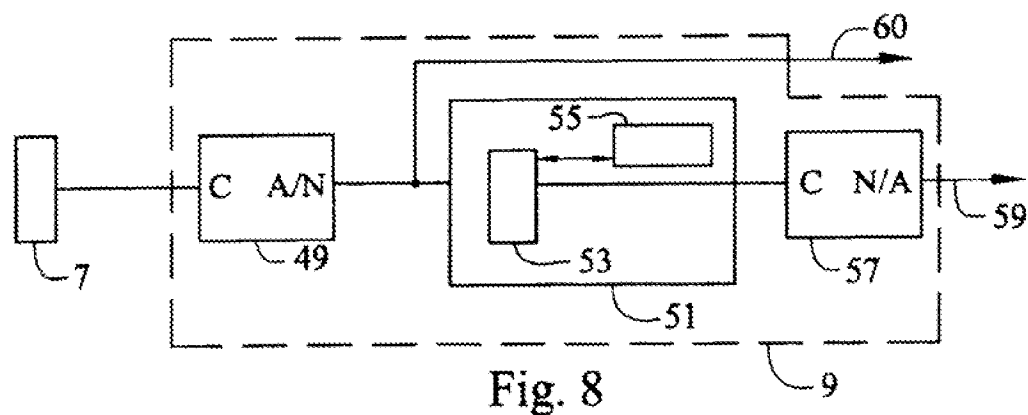
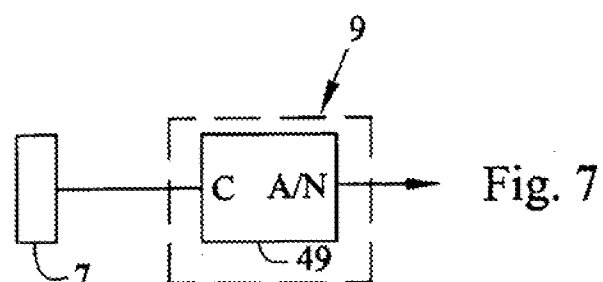
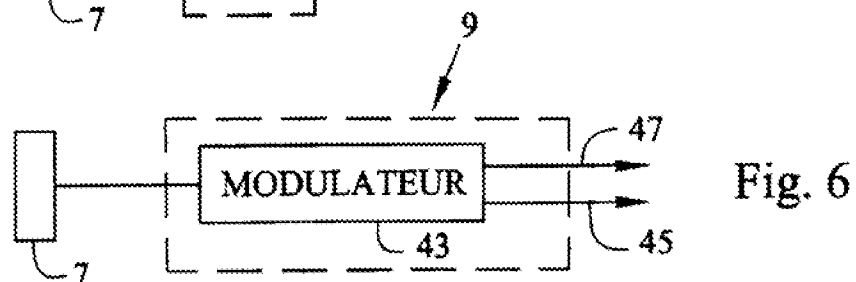
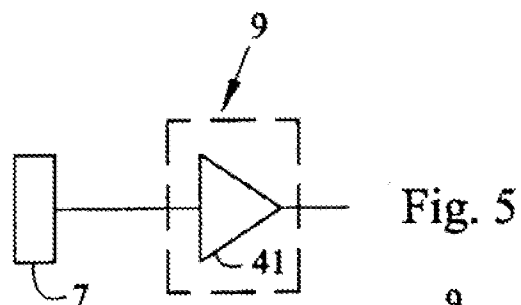


Fig. 4

5 / 5



INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRELIMINAIRE**  
établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 562995  
FR 9811872

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	US 5 523 782 A (WILLIAMS RONALD R) 4 juin 1996 * abrégé * * colonne 4, ligne 48 - colonne 5, ligne 5 *	1,6,9, 10,12
X	EP 0 573 158 A (CITATION MEDICAL CORP) 8 décembre 1993 * abrégé; figures 2,3 * * revendication 1 *	1-3
X	US 5 735 794 A (KOEDA TAKASHI ET AL) 7 avril 1998 * abrégé; figure 3 *	1-3
A	US 5 528 432 A (DONAHOO RANDY) 18 juin 1996 * abrégé; figures 1,3 *	1,2
A	US 4 858 001 A (MILBANK MILES C ET AL) 15 août 1989 * abrégé; figure 6 * * colonne 2, ligne 28 - colonne 3, ligne 6 *	1,8,12, 13
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
		A61B G02B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
9 juin 1999		Jakober, F
<p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non écrite P : document intercalaire</p> <p>T : thèse ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons S : membre de la même famille, document correspondant</p>		